⑲ 日本国特許庁（JP）　　⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報（A）　　昭59—8972

⑤1Int. Cl.³　識別記号　庁内整理番号
A 61 M 16/00　6917—4C

⑬公開　昭和59年(1984) 1 月18日

発明の数　3
審査請求　未請求

（全 7 頁）

⑤4開放型呼吸システムにおける呼吸同調式ガス供給制御方法および装置

⑵1特　　願　昭57—118063
⑵2出　　願　昭57(1982) 7 月 7 日

⑦2発　明　者　佐藤暢
米子市旗ケ崎359— 6

⑦2発　明　者　守屋晃三
滋賀県栗太郡栗東町小平井鹿見
84アーバン比叡405

⑦1出　願　人　佐藤暢
米子市旗ケ崎359— 6

⑦4復代理人　弁理士　湯浅恭三　外２名

明　　細　　書

1.〔発明の名称〕

開放型呼吸システムにおける呼吸同調式ガス供給制御方法および装置

2.〔特許請求の範囲〕

(1) 呼吸回路を外気に開放した状態で酸素等のガスを人体等の呼吸系に供給し吸入させる呼吸システムにおいて、呼吸の動作又は気流に関連した所定のパラメータの時間的変化を表わす電気信号を呼吸気流から生成する段階、該電気信号に基いて呼吸の動作又は気流が呼気相から吸気相に移るときに所定のタイミング信号を発生する段階、および該タイミング信号に応答して各吸気相の全期間中または一部期間中のみ前記ガスを供給する段階を含むことを特徴とする呼吸同調式ガス供給制御方法。

(2) 呼吸回路を外気に開放した状態で酸素等のガスを人体等の呼吸系に供給し吸入させる呼吸システムにおいて、

呼吸気流中に配置され、呼吸の動作に関連した所定のパラメータを感知し、該パラメータの時間的変化を表わす電気信号を発生するセンサと、

前記センサに接続され、前記電気信号を増幅する増幅器と、

前記増幅器に接続され、該増幅器の出力電圧が極大または極小レベル付近にあるときにタイミングパルスを発生するタイミングパルス発生装置と、

前記タイミングパルス発生装置に接続され、前記タイミング信号に応答して各吸気相中の予め定められた期間中のみ供給弁を作動させるための作動信号を発生するワンショット回路とを具備することを特徴とする呼吸同調式ガス供給制御装置。

(3) 呼吸回路を外気に開放した状態で酸素等のガスを人体等の呼吸系に供給し吸入させる呼吸システムにおいて、

呼吸気流中に配置され、呼吸動作に関連した所定のパラメータを感知し、該パラメータの時間的変化を表わす電気信号を発生するセンサと、

前記センサに接続され、前記電気信号を増幅する増幅器と、

前記増幅器に接続され、該増幅器の出力電圧が極大または極小レベル付近にあるときにタイミングパルスを発生するタイミングパルス発生装置と、

前記増幅器に接続され、該増幅器の出力信号が極小または極大レベル付近にあるときにリセットパルスを発生するリセットパルス発生装置と、

前記タイミングパルス発生装置とリセットパルス発生装置とに接続され、前記タイミングパルスとリセットパルスに応答し、各吸気相の略全期間中にのみ供給弁を作動させるための作動信号を発生するフリップフロップと

を具備することを特徴とする呼吸同調式ガス供給制御装置。

3.〔発明の詳細な説明〕

本発明は、人体等の呼吸系に酸素等のガスを供給し吸入させるためのガス供給制御方法及び装置に関する。

酸素等のガスを患者等に吸入させる方式には、大別して密閉型と開放型とがある。密閉型方式（または閉鎖回路）は、いわゆるマスク又は気管チューブを使用し、人体の呼吸系と呼吸装置とからなる呼吸回路を外気から密閉した状態でガス供給を行うもので、人工呼吸が可能な上に吸入効果が高い反面患者の口と鼻を塞いだりあるいは気管に直接異物を挿入することによる刺激や不快を伴なうという不便な点もあり、主として重症患者に適用されている。一方、開放型方式は、呼吸回路を外気に開放したまま、つまりガス供給管の先を患者の鼻腔又は口腔内に挿入してガスを吹送するもので、吸気中にも飲食、会話等ができるため、主に自発呼吸に頼れる軽症患者用に普及している。

しかしながら、従来の開放型呼吸システムにおいては、恒常流のガスを供給している。このため、息を吐いている際中にもガスが吹き込まれて患者が不快感を催したり、またそのようなガスの殆どが利用されることなく外気中に吐き出されて無駄になつている。

また、開放型呼吸システムは外気に通じているため酸素ガスが希薄化されやすいが、これに対して従来は恒常流の流量を増すことにより対応した。

しかし、例えば酸素濃縮供給装置では一般に平均供給量を増大するにつれて産出ガスの酸素濃度が低下するため、恒常流の流量を増しても効果はそれ程上がつていない現状である。

本発明の目的は、上記の問題点を解消し、ガスの利用効率が高く、しかも快適に吸入の行える呼吸システムを提供することにある。

人体（動物）の呼吸パターンは、性別、年令、病状等により個人差があり、また同一人においてもその時の状況に応じて変化するが、一般には息を吸う周期（吸気相）と息を吐く周期（呼気相）とからなり、両相間に一時的に息の止まる休止期間が入つて一呼吸サイクルが形成される。本発明は、このような人体の呼吸パターンを考慮し、呼吸の動作又は気流に関連した所定のパラメータの時間的変化を表わす電気信号を呼吸気流から生成する段階、該電気信号に基づいて呼吸動作が呼気相から吸気相に移るときにタイミング信号を発生する段階、および該タイミング信号に応答して各吸気相の全期間中または一部期間中のみ酸素等のガスを供給する段階を含むガス供給制御方法によつて上記目的を達成する。さらに本発明は、上記制御方法の実施に最適な装置をも提供する。

以下、本発明を好適な実施例について説明する。

第１図は、本発明を適用した開放型呼吸システムを概略的に示す。本発明によるガス供給制御装置１は、バッファタンク２を介して供給源３からガス、例えば酸素ガスを受け取り、電磁弁４を開閉制御することによつて、導管５、流量調節弁６、導管７を介し患者８の鼻孔または口腔に酸素ガスを供給する。導管７の先端ノズル部９には、センサＴが取付けられる。このセンサＴは従来公知の熱電対形式のものでよいが、患者８の鼻孔に置いたとき異物感を生じないよう適当な形で小型に構成される。センサＴの出力端子は、導線１０を介して制御装置１の入力端子１１に接続される。

センサＴは、鼻孔を通る呼吸気流中に配されて呼吸気流の温度を感知し、温度に対応した電圧を発生する。すなわち、センサＴの出力電圧Ｖｔは、体内から息を吐出する呼気相では次第に高くなり、

逆に外部（供給酸素ガス及び外気）から息を吸う吸気相では次第に低下し、その結果呼吸動作に応答して第２Ａ図に示すような略正弦波に近い時間波形になる。なお第２Ａ図においては、説明の便宜上休止期間を拡大して示してある。

第３図は、ガス供給制御装置１の回路図である。入力端子１１ａ，１１ｂは抵抗を介してオペアンプ１２，１３の正入力に接続される。これらオペアンプ１２，１３は差動増幅器１４を構成し、可変抵抗１５は利得調整用である。オペアンプ１２、１３の出力端子は出力段のオペアンプ１６の両入力にそれぞれ接続される。差動増幅器１４の出力は、ノイズを除くためのローパスフイルタ１７を介し、ホールド回路１８のオペアンプ１９の正入力に接続されるとともにタイミングパルス発生回路２５のオペアンプ２６の正入力に接続される。

ホールド回路１８は、呼気相の期間中と呼気相から吸気相への移行時に動作し、第２Ａ図に示すように入力電圧（センサ出力電圧）が次第に高くなるにつれて、コンデンサ２２を充電することにより時々刻々と電圧レベルを保持し、ホールド電圧をオペアンプ２０の出力端子から抵抗２９を介してオペアンプ２６の負入力に送る。なお可変抵抗２１は、ホールド電圧調整抵抗であり、後述するようにタイミングパルスの発生時点を調節するために使用される。

タイミングパルス発生回路２５のオペアンプ26は、比較器として動作し、正入力信号のレベル（現在信号レベル）と負入力信号のレベル（ホールドされた直前の信号レベル）とを比較して比較出力を発生する。つまりオペアンプ２６は、正入力信号レベルが負入力信号レベルより高いときは高レベルの出力電圧を発生し、逆に負入力信号レベルが正入力信号レベルより高くなると低レベルの出力電圧を発生する。

オペアンプ２６の出力は、コンデンサ２７とインバータ２８を介してワンショット回路３０の入力に接続される。ワンショット回路３０は例えば単安定マルチバイブレータからなり、正方向の立上りパルスを入力してから予め定められた持続時間のパルスを発生する。ワンショット回路３０のＱ出力は、電磁弁４に接続される。電磁弁４は、ワンショット回路３０からのパルス信号によつて作動し、酸素ガスを患者側に送る。

なお第３図において、２３と３１はそれぞれ常開スイツチとタイマー回路であり、これらはホールド回路１８に対するリセット回路を構成する。この実施例ではワンショット回路３０の$\bar{Q}$出力がタイマー回路３１に接続される。タイマー回路31は、立上りパルスを入力したとき所定持続時間のパルスを発生してスイツチ２３を閉成する。スイツチ２３が閉成すると充電コンデンサ２２が放電し、ホールド回路１８はリセット状態になる。

次に第３図の回路の動作を説明する。センサＴから導線１０を通つて入力端子１１ａ，１１ｂに送られてきたセンサ出力電圧V_Tは、差動増幅器１４で適当なレベルまで増幅された後、ローパスフイルタ１７でノイズを除去され、次いでホールド回路１８とタイミングパルス発生回路２５に供給される。第２Ａ図に示すように呼気相の期間中（t_a～t_b）センサ信号V_Tは単調増加するが、このときセンサ信号の現在レベルは常に直前のレベル（ホールドレベル）より高いため、コンパレータ２６の出力電圧は高レベルのままである。呼吸サイクルが呼気相から休止期間に入いると、センサ信号V_Tは極大レベルに達し、その期間中レベルは一定である。このときセンサ信号の現在レベルはその直前のレベルと等しくなるが、可変抵抗２１を調整してホールド電圧のピーク値をコンパレータ２６の正入力信号の極大レベルよりわずかに低く設定することにより、休止期間中もコンパレータ２６の出力電圧は高レベルのままである。

呼吸サイクルが休止期間から吸気相に入いると（時刻t_d）第２Ａ図に示すようにセンサ信号V_Tは単調減少し、コンパレータ２６の正入力信号レベルが負入力信号レベルより低くなる。これにより、コンパレータ２６の出力電圧は高レベルから低レベルに切換わり、インバータ２８の出力には正方向の立上りパルスが生成される。このパルスはタイミングパルスとしてワンショット回路３０

に供給され、ワンショット回路３０のQ出力から所望期間Tsの作動パルスS（第２B図）が生成される。この作動パルスSは、電磁弁４に供給され、Tsの期間中電磁弁４を作動させる。

作動パルスSが立下ると（$\overline{Q}$出力電圧が立上ると）、タイマー回路３１がパルス信号を発生する。このパルス信号は、スイッチ２３を閉成して充電コンデンサ２２を放電させ、ホールド回路１８をリセットする。これにより、次の呼吸サイクルが開始して再び呼気相に入いると、上述した動作が繰り返される。

上述した第３図の制御装置では、ワンショット回路を設け吸気相に入つたとき、所望期間の強制パルスを発生して電磁弁を作動させ、またローパスフイルタを設けてセンサ信号からノイズを除くため、誤動作の少ない安定した動作が得られる。

第４図は、別の制御装置を示す回路図である。図中、第３図と同一構成部分には同一符号を付してある。第４図において、ローパスフイルタ１７の出力は、第１ホールド回路１８とタイミングパルス発生回路２５の入力に接続されるとともに、第２ホールド回路４０とリセットパルス発生回路４１の入力に接続される。第２ホールド回路４０、リセットパルス発生回路４１は、それぞれ第１ホールド回路１８、タイミングパルス発生回路２５と同一構成要素からなるが、各コンパレータの入力極性が反対になるよう接続される。これにより、第２ホールド回路４０とリセットパルス発生回路４１は、第１ホールド回路１８とタイミングパルス発生回路２５に対して略１８０°異なる位相で動作するように構成されている。タイミングパルス発生回路２５とリセットパルス発生回路４１の出力は、フリップフロップ４５のセット入力(S)とリセット入力(R)にそれぞれ接続される。フリップフロップ４５は、セット入力(S)に正方向の立上りパルスを受け取つたときＯＮレベルの出力電圧を発生し、リセット入力(R)に正方向の立上りパルスを受け取つたときＯＦＦレベルの出力電圧に復帰する。

次に第４図の制御装置の動作を第５図につき説明すると、時刻 t_a～t_d の期間中は第３図の回路と同様に第１ホールド回路１８とタイミングパルス発生回路２５が動作してタイミング信号を生成する。このタイミングパルスは、フリップフロップ４５のセット入力に供給されてフリップフロップ４５の出力電圧をＯＮレベルに切換える。このＯＮレベル電圧は、作動パルス S_o として電磁弁４に供給され、電磁弁４を作動させる。

これと同時に第２ホールド回路４０とリセットパルス発生回路４１が動作を開始するが、吸気相の期間中リセットパルス発生装置４１の出力電圧は高レベルに保たれたままであり、従つてフリップフロップ４５にリセット信号は供給されない。その結果、作動パルス S_o は吸気相の期間中ＯＮレベルにあつて電磁弁４を作動状態に保持する。

しかし時刻 t_e で吸気相から休止期間に入つたとき、リセットパルス発生回路４１のオペアンプ４２の出力が低レベルに切換わる。これは、第２ホールド回路４０のホールド電圧調節抵抗を調整してホールド電圧を極大レベルに設定することにより得られる。その結果、リセットパルス発生回路４１の出力から正方向の立上りパルスが生成され、このリセットパルスはフリップフロップ４５のリセット入力(R)に供給される。これにより、フリップフロップ４５の出力電圧はＯＦＦレベルに切換わつて作動パルス S_o が立下り、電磁弁４は閉じる。

第４図においてオペアンプ４６，４７は、第１、第２ホールド回路１８，４０をリセットするためのホールドリセット回路４８を構成する。基準電圧発生回路４９を調整することにより、オペアンプ４６の負入力には正入力信号の極大レベルよりわずかだけ低い基準電圧が供給され、オペアンプ４７の正入力には負入力信号の極小レベルよりわずかだけ高い基準電圧が供給される。これによつて、ローパスフイルタ１７からのセンサ信号が極大レベルに達したとき（呼気相から休止期間に入つたとき）、オペアンプ４６の出力から高レベル電圧が発生し、この電圧信号は第１ホールド回路１８の限時リレー５０を作動させ所定時間経過後

に充電コンデンサ２２を放電させる。またセンサ信号が極小レベルに達したとき（吸気相から休止時間に入つたとき）には、オペアンプ４７の出力から高レベル電圧が発生し、この電圧信号は第２ホールド回路４０の限時リレー５１を作動させ所定時間経過後に充電コンデンサ４４を放電させる。

上述した第４図の制御装置では、リセットパルス発生装置とフリップフロップを設け、吸気相の期間中作動パルスを発生させる。これにより、第５図Ｂに示すように呼吸サイクルが変動しても、確実に各吸気相の期間中のみ電磁弁２を作動させて酸素吸入を行わせることができる。

なお、タイミングパルスとリセットパルスの発生時点は、可変抵抗２１，５３を調節する事により微調整できる。

以上、本発明の好適な実施例について述べたが、各種変形、変更が可能である。例えば、上述の実施例では、熱電対をセンサに用いて呼吸気流の温度変化を電気信号に変換するが、呼吸動作に関連した他のパラメータ、例えば呼吸気流の風速度、湿度等の時間変化を電気信号に変換してもよく、その場合には風速センサ、湿度センサ等が供給ノズルに取付けられる。そして熱電対と同様のセンサ信号が得られ、上述と同様の仕方で電気信号が処理され電磁弁制御がなされる。また、上述した熱電対センサでは、呼気相で増大し吸気相で減少するような電圧信号が得られるが、風速度センサ等では逆位相、つまり呼気相で減少し吸気相で増大するような電圧信号が得られることもある。この場合には、タイミングパルス発生回路やホールド回路の入力極性、設定レベル等を変更、調整することにより上述と同様の動作が得られる。

以上のように、本発明によれば、吸気相中の所望期間中のみガス供給を行つて吸入患者に快適感を与えるとともにガス消費量の少ない呼吸システムが得られる。

4.〔図面の簡単な説明〕

第１図は、本発明を適用した開放型呼吸システムの概略図、

第２Ａ図はセンサ信号の波形図、第２Ｂ図は作動信号の波形図、

第３図は、本発明によるガス供給制御装置の回路図、

第４図は、本発明による別のガス供給制御装置の回路図、および

第５Ａ図はセンサ信号の波形図、第５Ｂ図は作動信号の波形図である。

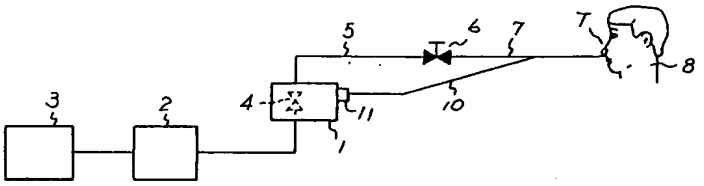
1……ガス供給制御装置、　4……電磁弁、
T……熱電対センサ、　14……差動増幅器、
18，40……ホールド回路、　25……タイミングパルス発生回路、　30……ワンショット回路、
41……リセットパルス発生回路、
45……フリップフロップ。

特許出願人　大阪酸素工業株式会社

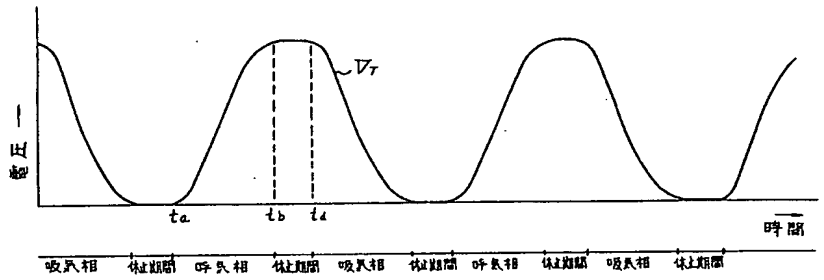
同　佐藤　暢

代理人　弁理士　湯浅恭三　（外２名）

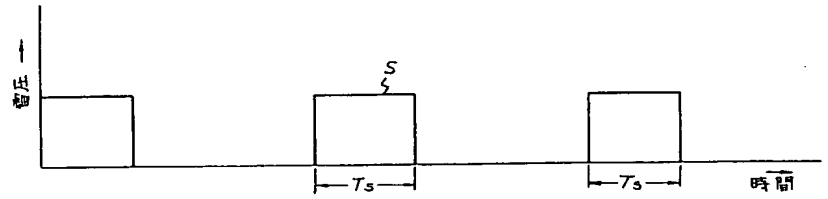
第1図



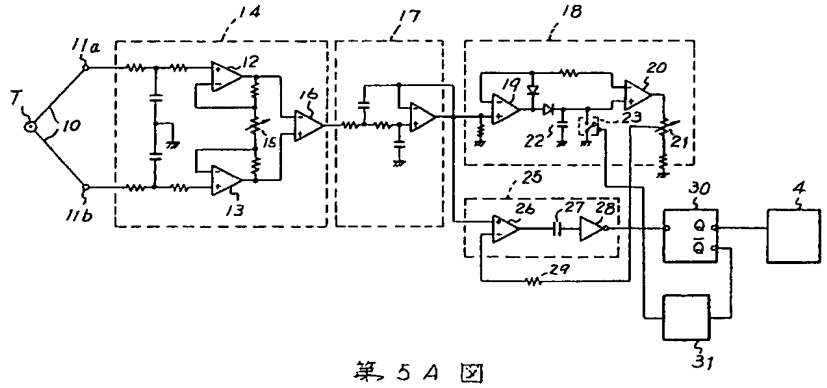
第2A図



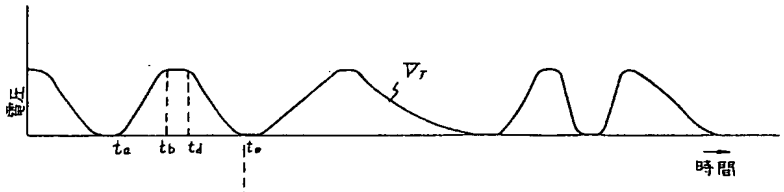
第2B図



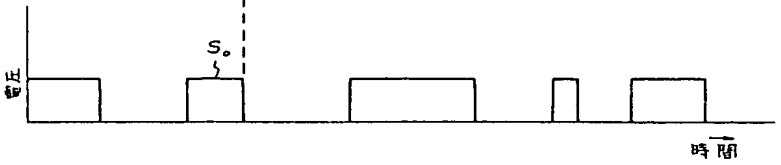
第3図



第5A図



第5B図



第4図

